



CF016015 US / sum

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出願年月日

Date of Application:

2000年12月14日

出願番号

Application Number:

特願2000-380570

[ST.10/C]:

[JP2000-380570]

出願人

Applicant(s):

キヤノン株式会社

RECEIVED
APR 26 2002
TC 2800 MAIL ROOM

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2002年 1月11日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

及川耕造

出証番号 出証特2001-3114747

【書類名】 特許願

【整理番号】 4282042

【提出日】 平成12年12月14日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 H01L 31/00
H01L 31/115

【発明の名称】 放射線撮像装置及びシステム

【請求項の数】 16

【発明者】
【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 遠藤 忠夫

【特許出願人】
【識別番号】 000001007

【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

【代表者】 御手洗 富士夫

【代理人】
【識別番号】 100065385

【弁理士】
【氏名又は名称】 山下 穰平

【電話番号】 03-3431-1831

【手数料の表示】
【予納台帳番号】 010700

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】
【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9703871

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線撮像装置及びシステム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 放射線源から出射された放射線を電気信号に変換する変換手段と、

前記変換手段によって変換された電気信号を蓄積する蓄積手段と、

前記蓄積手段によって蓄積されている電気信号を読み出す読み出し手段と、

前記放射線源の放射線の出射の開始及び終了を検出する検出手段と、

前記検出手段の検出結果に応じて前記蓄積手段又は前記読み出し手段を駆動する駆動回路を制御する制御手段とを備えることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 2】 前記制御手段は、前記検出手段によって放射線の出射の開始が検出されたときに、前記駆動回路によって前記蓄積手段を駆動させて前記変換手段で変換された前記電気信号を蓄積させ、

前記検出手段によって放射線の出射の終了が検出されたときに、前記駆動回路によって前記蓄積手段の駆動を停止させるとともに前記読み出し手段を駆動させて前記蓄積手段によって蓄積されている電気信号を読み出させることを特徴とする請求項 1 記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】 前記制御手段は、前記読み出し手段による前記電気信号の読み出しが終了したときに、前記駆動回路によって又は外部から指示を入力することによって、前記読み出し手段の駆動を停止させることを特徴とする請求項 2 記載の放射線撮像装置。

【請求項 4】 画像情報読み出しに係らない電荷を前記蓄積手段から読み出すための時間 t_a 、画像情報読み出しのために前記読み出し手段を駆動しているときの時間 t_r が、

$$t_r \geq t_a$$

の関係とされていることを特徴とする請求項 3 記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】 前記読み出し手段によって読み出された電気信号をアナログ信号からデジタル信号に変換するアナログ／デジタル変換器と、前記アナログ／デジタル変換器で変換された電気信号を記憶するメモリとを備えることを

特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

【請求項 6】 前記メモリは、ハードディスク、光磁気ディスク、ランダムアクセスメモリのいずれかであることを特徴とする請求項 5 記載の放射線撮像装置。

【請求項 7】 前記メモリは、放射線撮像装置本体に対して着脱可能であることを特徴とする請求項 5 又は 6 記載の放射線撮像装置。

【請求項 8】 さらに、放射線撮像装置本体を駆動するバッテリーを備えることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

【請求項 9】 前記バッテリーは、放射線撮像装置本体に対して着脱可能であることを特徴とする請求項 8 記載の放射線撮像装置。

【請求項 10】 前記変換手段は、前記放射線を光に変換する蛍光体と、前記蛍光体によって変換された光を前記電気信号に変換する光電変換手段とを備えることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

【請求項 11】 前記変換手段は、ヨウ化鉛、ヨウ化水銀、セレン、テルル化カドミウム、ガリウムヒ素、ガリウム燐、硫化亜鉛、シリコンのいずれかを材料としていることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

【請求項 12】 前記変換手段と前記読み出し手段とは、アモルファスシリコンを材料とし、同一工程によって形成されていることを特徴とする請求項 9 又は 10 記載の放射線撮像装置。

【請求項 13】 前記蛍光体は実質上前記光電変換素子と密着した位置に配置されていることを特徴とする請求項 10 から 12 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

【請求項 14】 前記光電変換手段は、アモルファスシリコンを材料に用いることを特徴とする請求項 10 から 13 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

【請求項 15】 前記蛍光体は、 Gd_2O_2S 、 Gd_2O_3 、 CsI のいずれかを主成分とすることを特徴とする請求項 10 から 14 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置。

【請求項 16】 請求項 1 から 15 のいずれか 1 項記載の放射線撮像装置と

前記放射線撮像装置に放射線を出射する放射線源とを備えることを特徴とする放射線撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線撮像装置及びシステムに関し、特に、医療用の診断や工業用の非破壊検査に用いられる放射線撮像装置及びシステムに関する。

【0002】

なお、本明細書では、X線、 α 線、 β 線、 γ 線などの電磁波も放射線に含めるものとして説明する。

【0003】

【従来の技術】

従来、病院内に設置などされているX線撮影システムは、患者にX線を照射させ、患者を透過したX線をフィルムに露光するアナログ方式と、患者を透過したX線を電気信号に変換して蓄積などするデジタル方式とがある。

【0004】

図16は、従来のアナログ方式のX線撮影システムの模式的な構成を示すブロック図である。図16において、101はX線を出射するX線源、104はX線源101から出射するX線を発生させるX線発生装置、105は通常放射線技師により開閉が操作されるX線の出射を制御するスイッチ、120は患者などの検出体102のX線情報を記録するフィルム、103は検出体102を透過したX線を可視光などの光に変換する蛍光体である。

【0005】

フィルム120は、X線波長領域に感度を有さないため、フィルム方式では、フィルム120と検出体102との間に蛍光体103を配置している。フィルム120は蛍光体103で変換された可視光等の強度を感知することによって検出体102のX線情報として画像を形成する。

【0006】

蛍光体 1 0 3 はフィルム 1 2 0 での X 線画像の先鋭度を低下させないために、
接着剤などによってフィルム 1 2 0 と密着させた状態で接着している。蛍光体 1
0 3 はフィルム 1 2 0 の前後に 2 枚配置させ、良質な X 線画像を得るための工夫
がなされている。

【 0 0 0 7 】

図 1 7 は、従来のデジタル方式の X 線撮影システムの模式的な構成を示すブ
ロック図である。図 1 7 に示す X 線撮像システムは、図 1 6 のフィルム 1 2 0 に
代えて検出体 1 0 2 を透過した X 線を電気信号に変換する CCD 撮像素子や MO
S 型撮像素子などを備えた固体撮像装置 1 3 0 を設け、さらにスイッチ 1 0 5 の
開閉に従って送信される制御信号に応じて固体撮像装置 1 3 0 の駆動を制御する
制御部 1 4 0 を設けている。なお、図 1 7 において、図 1 6 で示した部分と同様
の部分には、同一符号を付している。

【 0 0 0 8 】

図 1 7 に示す X 線撮像システムは、放射線技師がスイッチ 1 0 5 を無作為に閉
じられた場合には、固体撮像装置 1 3 0 の駆動の開始と X 線の出射とのタイミン
グが図れるように、X 線発生装置 1 0 4 から制御部 1 4 0 に対して、同期をとる
ように制御信号が送信されている。

【 0 0 0 9 】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、アナログ方式の X 線撮像システムは、患者の X 線情報を医師等が診察
に用いる場合には、フィルム内の患者の X 線情報を現像する必要があり、放射線
技師の撮影から医師の診察までに現像時間を必要とする。また、面倒な現像廃液
の処理や、フィルムの保管するためのスペースの確保を強いられる。

【 0 0 1 0 】

一方、デジタル方式の X 線撮像システムは、X 線発生装置 1 0 4 から制御部
1 4 0 に対して、同期をとるように制御信号を送信するため、これらを配線で接
続していた。これは、特に固体撮像装置をフィルムカセットのような軽量薄型の
撮像装置として使用する場合、撮影の際に、その配線が邪魔になり、持ち運びが
容易ではなく、撮影効率を悪くする場合があった。

【0011】

また、X線発生装置のメーカーと固体撮像装置のメーカーとが異なる場合には、制御信号の送受信を可能とするために、インターフェース回路の用意が必要な場合があった。さらに、病院への設置後において、たとえば使用していたX線源を他のメーカーのものに故障などにより変更する場合には、新たなX線源とで制御信号の送受信を可能とするためのインターフェースが必要となり面倒であった。

【0012】

また、救急医療分野において、将来的に、たとえば救急車内などのようにスペースが限られていたり、医師等が出張先でも患者のX線情報を取得できるようにするためには、持ち運び可能であって軽量薄型のカセットが便利であると考えられる。この際、極力電気配線を用いないX線撮像システムが要望されると思われる。

【0013】

そこで、本発明は、放射線源と放射線撮像装置側との間に配線を設けなくて済むような放射線撮像装置及びシステムを提供することを課題とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明の放射線撮像装置は、放射線源から出射された放射線を電気信号に変換する変換手段と、前記変換手段によって変換された電気信号を蓄積する蓄積手段と、前記蓄積手段によって蓄積されている電気信号を読み出す読み出し手段と、前記放射線源からの放射線の出射の開始及び終了を検出する検出手段と、前記検出手段の検出結果に応じて前記蓄積手段又は前記読み出し手段を駆動する駆動回路を制御する制御手段とを備える。

【0015】

また、本発明の放射線撮像システムは、上記放射線撮像装置と、前記放射線撮像装置に放射線を出射する放射線源とを備える。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。

【 0 0 1 7 】

(実施形態 1)

図 1 は、本発明の実施形態 1 を示す X 線撮像システムの概念図である。図 1 に
おいて、1 0 1 は X 線を出射する X 線源、1 0 4 は X 線源 1 0 1 から出射する X
線を発生させる X 線発生装置、1 0 5 は通常放射線技師により開閉操作される X
線の出射を制御するスイッチ、1 0 3 は検出体 1 0 2 を透過した X 線を可視光な
どの光に変換する蛍光体、1 3 0 は蛍光体 1 0 3 で変換された光を電気信号に変
換する光電変換素子と変換された電気信号を電極間容量に蓄積させる蓄積手段と
蓄積されている電気信号を読み出す読み出し手段とを有する固体撮像装置、1 5
0 は X 線源 1 0 1 からの X 線の出射の有無を検出する検出手段である X 線検出素
子、1 7 0 は X 線検出素子 1 5 0 の検出結果に応じて固体撮像装置 1 3 0 を種々
のモードで駆動させる駆動回路を内蔵するとともに該駆動回路を制御する制御部
、1 6 0 は蛍光体 1 0 3、固体撮像装置 1 3 0、制御部 1 7 0、X 線検出素子 1
5 0 が搭載され X 線を透過しやすいアルミニウムやステンレスなどの金属からな
るシャーシである。

【 0 0 1 8 】

なお、固体撮像装置 1 3 0 は、光電変換素子や、これで変換された電気信号の
蓄積、読み出しを行うために、CCD 撮像素子や MOS 型撮像素子などを用いて
おり、MOS 型撮像素子などを 2 次元に配列している。

【 0 0 1 9 】

また、蛍光体 1 0 3 は、 Gd_2O_2S 、 Gd_2O_3 、 CsI などのいずれかを主成
分としており、具体的には X 線可視変換蛍光体 1 0 3 には、Tb (テルビウム)
や Tl (タリウム) との化合物である $Gd_2O_2S : Tb$ や $CsI : Tl$ 等を用い
ることができる。

【 0 0 2 0 】

なお、図 1 においては、表現の都合上、X 線源 1 0 1 からの X 線が直接、X 線
検出素子 1 5 0 に入射しているように図示しているが、X 線検出素子 1 5 0 を固
体撮像装置 1 3 0 側に設ければ、検出体 1 0 2 を介して入射する場合もある。

【 0 0 2 1 】

X線源101から出射されたX線は、検出体102及びX線検出素子150にそれぞれ照射され、検出体102を透過したX線は蛍光体103に到達する。X線検出素子150は、X線を入射すると、X線源101からX線が出射されたことを検出して、その旨の信号を制御部170へ出力する。制御部170は、この信号を入力すると、内蔵する駆動回路によって固体撮像装置130で後で説明する「空読み動作」、「蓄積動作」、「本読み動作」の3つの動作を行う。

【0022】

一方、蛍光体103は、検出体102を透過したX線を、X線透過量に多少に対応した可視光に変換する。変換した光は、固体撮像装置130側へ送られ電気信号に変換される。この電気信号は検出体102のX線透過像を表している。

【0023】

固体撮像装置130に備えられている光電変換素子は、「空読み動作」、「蓄積動作」、「本読み動作」の3つの動作を行う。まず、X線源101からX線が出射されていないときには、空読み動作を行う。

【0024】

次に、放射線技師などがスイッチ105を閉じることによってX線源101からX線の出射が開始され、これがX線検出素子150で検出されると、制御部170の制御によって固体撮像装置130で蓄積動作が行われる。

【0025】

それから、放射線技師などがスイッチ105を開けることによってX線源101から出射されていたX線が停止され、これがX線検出素子150で検出されると、制御部170の制御によって固体撮像装置130で本読み動作が行われる。

【0026】

なお、空読み動作、蓄積動作、本読み動作の具体的な動作については後述する。

【0027】

図2は、図1の固体撮像装置130及びその周辺の回路図である。ここでは、2次元に光電変換素子を配列したものを例に説明する。なお、説明を簡単化するために、図2においては3×3の合計9画素で構成しているが、実際には、必要

なセンサの大きさに応じた数の光電変換素子が配列されており、たとえば、医療用の胸部X線撮像装置の場合には、有効領域で40cm以上、画素数としては画素ピッチ200 μ mで、2000 \times 2000画素以上を配列するようにしている。

【0028】

また、S1-1 \sim S3-3は可視光を受光し電気信号に変換するための光電変換素子、T1-1 \sim T3-3はS1-1 \sim S3-3で光電変換された信号電荷をマトリクス信号配線M1 \sim M3側へ転送するためのスイッチ素子、G1 \sim G3はスイッチ素子T1-1 \sim T3-3に接続されたスイッチのゲート駆動用配線である。

【0029】

マトリクス信号配線M1には、スイッチ素子の電極間容量(Cgs)の3個分の容量が転送終了時において付加されていることと等価であり、図2では容量素子CL1として表記している。他のマトリクス信号配線M2、M3についても同様であり、CL2、CL3として表記している。

【0030】

光電変換素子S1-1 \sim S3-3とスイッチング素子T1-1 \sim T3-3とゲート駆動配線G1 \sim G3とマトリクス信号配線M1 \sim M3とが光電変換回路部201として図2に示しており、図示しない絶縁基板上に配置されている。シフトレジスタ(SR1)202は、スイッチ素子T1-1 \sim T3-3のオン/オフを制御している。

【0031】

光電変換素子S1-1 \sim S3-3に入射した光は、そこで電気信号に変換され、それぞれの電極間容量に蓄積される。これらの光電変換信号は、転送用スイッチT1-1 \sim T3-3及びマトリクス信号配線M1 \sim M3を通じて、並列の電圧出力となる。

【0032】

さらに、読み出し手段である読み出し用スイッチ回路部207により直列信号となり、アナログ/デジタル変換器であるA/D変換回路部205へ出力され

、ここでアナログ信号からデジタル信号に変換される。図2の固体撮像装置においては、総画素数9ビットの光電変換素子を3ビットずつまとめて3行に分割している。上述の各動作は、順次この行単位で行われる。

【0033】

図3は、図2に示す固体撮像装置の動作を示すタイムチャートである。第1行の光電変換素子S1-1～S1-3に入射した光は、電気信号に変換され信号電荷として、蓄積手段によって、それぞれの電極間容量に蓄積される。一定の蓄積時間を経過した後、シフトレジスタ202よりゲート駆動用配線G1に転送用の第1の電圧パルスをT1時間与え、転送用スイッチ素子T1-1～T1-3をオン状態に切り替える。

【0034】

これにより、光電変換素子S1-1～S1-3内の電極間容量に蓄えられていた信号電荷が、マトリクス信号配線M1～M3に寄生する、容量CL1～CL3に転送される。これにより、CL1～CL3の電位V1～V3は、信号の電荷量分だけ高くなる（転送動作）。

【0035】

次に、容量CL1～CL3の信号は、SMPL信号をオンすることにより、読み出し用回路部内のサンプルホールド用コンデンサC1～C3に転送される。この時、容量CL1～CL3の信号は、それぞれアンプA1～A3により増幅される。

【0036】

SMPL信号をオフすることにより、サンプルホールド用コンデンサC1～C3の信号電荷はホールドされる。SMPL信号をオフした後、容量CL1～CL3は、CRES信号によりリセットされ、次のラインの転送動作が行われることになる。

【0037】

サンプルホールドされたサンプルホールド用コンデンサC1～C3の第1行の信号は、ゲート駆動用配線N1～N3にシフトレジスタ（SR2）203より電圧パルスを順次与え、読み出し用スイッチSr1～Sr3を順次オン状態に切り

替えることにより、アンプB 1～B 3を介し直列信号に変換し、オペアンプ2 0 4によりインピーダンス変換後に3画素分の信号を、光電変換素装置の外部へ出力する（読出動作）。

【0 0 3 8】

以下、シフトレジスタ2 0 2によってゲート駆動用配線G 2、G 3を順次駆動することにより、全画素のデータを出力する。3行分の光電変換された信号が繰り返し読み出される。

【0 0 3 9】

図2、3では、9画素分で表記しているが、更に多数の画素があっても動作は同様である。サンプルホールド用コンデンサC 1～C 3を設けることにより、n行の読み出し動作と、n+1行の転送動作は、同じ期間に行うことができる。

【0 0 4 0】

図4は、図2のシフトレジスタ2 0 2の回路図である。図4には、N段のDフリップフロップ及びANDゲートを示している。入力ロジック信号はS i n、S c l k、O Eの3つの入力ロジック信号があり、出力信号は、V g 1～V g NのN本存在している。

【0 0 4 1】

図5は、図4のシフトレジスタ（S R 1）の動作を示すタイムチャートを示している。S i nを「H i」にした状態で、S c l kを「H i」にすることにより第1段のDフリップフロップは「H i」状態に遷移する。それから、S c l kを「L o」、つづいてS i nを「L o」にしてから、O Eを「H i」にすることにより、第1段目のAND回路の出力V g 1は、O Eに同期して「H i」のパルスを出力する。

【0 0 4 2】

第1段目のDフリップフロップの出力（「H i」）は2段目のDフリップフロップのD入力に接続されているので、S c l kを「H i」とすることにより2段目のDフリップフロップ「H i」状態に遷移する。なお、第1段目のDフリップフロップのD入力端子であるS i nは「L o」としたため、第1段目のDフリップフロップは「L o」状態に遷移している。O Eを再び「H i」状態にすること

により、第 2 段目の AND 回路の出力 V_{g2} は、OE に同期して「Hi」のパルスを出力する。以下同様に、N 段目の V_{gN} まで、OE に同期してパルスを出力する。

【0043】

図 4 には図示していないが、図 2 におけるスイッチ素子のオン／オフを切り替えるのに必要なオン電圧やオフ電圧は、AND 回路の後段に電圧レベル変換回路を設けて、所望のオン電圧、オフ電圧を形成すればよい。

【0044】

次に、光電変換素子 $S_{11} \sim S_{33}$ の動作を表す、「空読み動作」、「蓄積動作」、「本読み動作」の 3 つの動作について説明する。「本読み動作」とは、各光電変換素子が 1 フレーム分のスキャンを実施する動作であり、かつ検出体 102 の X 線画像を取得するための動作をいう。

【0045】

「空読み動作」とは、「本読み動作」と同様に各光電変換素子が 1 フレーム分のスキャンを実施する動作であるが、検出体 102 の X 線画像を取得するための動作ではなく、いわば、各光電変換素子の特性、特に暗電流成分のバラツキを少なくして、「本読み動作」を安定に動作させるためのものであり、アイドリング動作をいう。

【0046】

「蓄積動作」とは、「空読み動作」の後、すなわち「本読み動作」の前の X 線が照射されることにより光電変換された信号電荷を光電変換素子 $S_{11} \sim S_{33}$ 内の電極間容量に蓄える動作をいう。

【0047】

以後、「本読み動作」を行う期間を「本読み期間」、「空読み動作」を行う期間を「空読み期間」、蓄積動作を行う期間を「蓄積期間」と称する。

【0048】

図 6、図 7 は、図 2 の各光電変換素子においてシフトレジスタ 201 が N 段ある場合の「本読み動作」、「空読み動作」のタイムチャートを示している。 $V_{g1} \sim V_{gN}$ に出力する信号のタイミングは図 6、図 7 において、図 5 と基本的に

同じである。

【0049】

また、図6、図7には、 $Vg1 \sim VgN$ の他に、X線源101からのX線の出射の有無を示す $X-ray$ 、CRES端子へ印加する信号の $Hi/L0$ を示すCRES、アンプ204のアナログ出力を示す $Vout$ 、A/D変換回路部205に入力する信号の $Hi/L0$ を示すXWE信号を追記している。なお、XWE信号は、各光電変換素子のアナログ出力がアンプ204から出力されている期間にのみA/D変換するための論理信号である。

【0050】

なお、図6、図7において、 $X-ray$ は常に $L0$ であり、X線源101からX線の出射はされていない。また、 $Vg4 \sim VgN$ に出力する信号は、図5を用いて説明した $Vg1 \sim Vg3$ に出力する信号と同様に $Hi/L0$ が切り替えられる。図7においては、 $Vout$ は常に $L0$ であり、アンプ204からからの信号出力は存在していない（情報として意味がない）。すなわちXWE信号は常に Hi にし、A/D変換は行わない。

【0051】

図6、図7に示するように、「本読み動作」と「空読み動作」とは、各光電変換素子を動作させる上では違いはない。すなわち、前述したように、「空読み動作」は光電変換素子の「本読み動作」を安定に動作させるために必要なアイドリング動作であり、その動作における出力信号そのものは画像形成のデジタルデータとしては必要としないことを意味している。

【0052】

図8は、図2の各光電変換素子においてシフトレジスタ(SR1)がN段ある場合の「蓄積動作」のタイムチャートである。ここでは、 $X-ray$ は $L0$ 、 Hi 、 $L0$ と切り替わる。すなわち、X線源101は、X線が出射されていない状態から、X線の出射が開始され、その後X線の出射が停止される。また、 $Vg1 \sim VgN$ には、常に $L0$ の信号が出力されている。また、XWE信号は、 Hi である。

【0053】

図 9 は、本実施形態の X 線撮像システムの撮像時の動作を示すタイムチャートである。図 9 には、光電変換素子の動作及び出力と、図 7 等にした X - l a y (X 線) とを示している。また、図 9 において、空読み動作は「K」で示している。本読み動作は「H」で示している。蓄積動作は「T」で示している。

【 0 0 5 4 】

ちなみに、光電変換素子の出力は図 6 における V o u t に対応しており、説明の都合上、検出体 1 0 2 が存在しない状態、すなわち均一な X 線に基づく光が光電変換素子に入射する場合を示している。また、図 6 における V o u t は間欠的に出力されているが、図 9 においては紙面の都合上連続的に表記している。

【 0 0 5 5 】

まず、始めに、光電変換素子は空読み動作「K」を行っている。この動作中に、放射線技師によりスイッチ 1 0 5 が閉じられる (o n) と、X 線源 1 0 1 から X 線が出射される。これにより、X 線検出素子 1 5 0 が X 線の出射の開始を検出し、制御部 1 7 0 によって光電変換素子が空読み動作「K」から蓄積動作「T」に遷移される。

【 0 0 5 6 】

次に、一定期間 X 線が照射された後スイッチ 1 0 5 が開く (o f f) ことにより、X 線源 1 0 1 からの X 線の出射が停止される。これにより、X 線検出素子 1 5 0 が X 線の出射の停止を検出し、駆動回路 1 7 0 によって光電変換素子光電変換素子が蓄積動作「T」から本読み動作「H」に遷移される。そして、本読みの期間「H」で、蓄積期間「T」に蓄積された信号電荷が各光電変換素子から出力される。

【 0 0 5 7 】

図 9 では、空読み動作「K」が終了した直後に、X 線が照射された場合の撮影シーケンスを示しているが、放射線技師がスイッチ 1 0 5 を閉じるタイミングは無作為であるため、空読み動作「K」が終了する前にスイッチ 1 0 5 が閉じられる場合もあるので、この場合の動作についても説明する。

【 0 0 5 8 】

図 1 0 は、空読み期間「K」中にスイッチ 1 0 5 が閉じられた場合の動作を示

すタイムチャートである。なお、図 1 0 には、図 9 に示す場合と同様に、光電変換素子のアナログ出力波形の様子も示しており、検出体 1 0 2 が存在しない状態すなわち均一な X 線が照射された場合の出力を、紙面の都合上連続的に示している。

【 0 0 5 9 】

空読み期間「K」の途中で、X 線が出射された場合には、そのときの空読み期間（1 フレーム分）が終了すれば、図 9 と同様に光電変換素子は蓄積動作「T」に遷移し、X 線の出射が停止されたら本読み動作「H」に遷移する。X 線のオン、オフの情報は上記のように、X 線検出素子 1 5 0 の検出結果に基づくものである。

【 0 0 6 0 】

空読み期間「K」の途中で X 線が出射された場合には、その時点から光電変換素子は、その X 線の出射によって信号を出力し始める。時間を経るに従いその出力は増大し、図 1 0 に示すような三角波形の出力になる。これは、時間の経過に伴って長い時間の X 線が照射されているからである。つまり、空読み期間「K」におけるシフトレジスタ 2 0 2 のスキャンが後半にある画素列ほど、出力が増大していると言い換えられる。

【 0 0 6 1 】

一方、蓄積期間「T」を終え、本読み期間「H」における光電変換素子は、前回の空読み動作「K」の過程において X 線が照射される前にスキャンを終了した画素については、その出力が平らになる。その後の画素列の出力は、減少の傾向を示している。これは、前回の空読み動作のスキャンにおいて、蓄積された信号電荷が既に失われたことによる。

【 0 0 6 2 】

しかし、この部分の出力の低下分は後で補正が可能である。X 線検出素子により、X 線照射開始のタイミング及び X 線をオフしたタイミングを検知しており、既知である光電変換素子の駆動のタイミングとを考慮のうえで、予めシステム設計を施せば、本読み期間「H」における上記出力の低下分は容易に補正が可能となる。この補正はソフト的に行っても、ハード的に行ってもよい。

【0063】

また、蓄積期間「T」が、空読み期間「K」に比べて十分に長ければ、本読み期間「H」における上記出力の落ち込み分は非常に小さくなり無視できる。蓄積期間「T」は放射線技師により決定されたり、あるいは、露出補正用のホトタイマにより決定される。いずれにしても、X線検出素子150でX線のオン／オフの切替のタイミングを検出できる。蓄積期間「T」が、空読み期間「K」に対し、十分長かった場合、ある設計に準じたルールに則り、補正を行わないことも可能である。

【0064】

(実施形態2)

図11は、本発明の実施形態2のX線撮像装置の一部の模式的な構成を示すブロック図である。図11には、A/D変換回路部(A/D)205の他に、空読み動作時のデータが格納される空読み動作時用フレームメモリ208と本読み動作時のデータが格納される本読み動作時用フレームメモリ209とを示している。なお、図11に示す部分の他は、図2と同様である。

【0065】

アンプ204から出力されるアナログ信号は、A/D変換回路部205に入力される。ここでは、A/D変換回路部205を14ビットのもので表記している。A/D変換回路部205によってデジタル信号に変換された画像データは空読み動作時用フレームメモリ208及び本読み動作時用フレームメモリ209に平行に格納される。

【0066】

空読み動作時用フレームメモリ208には、毎回の空読み動作時のデータが格納されるが、空読み動作を重ねる度に、空読み動作時用フレームメモリ208のデータは更新される。空読み動作中にX線検出素子150によりX線の出射の開始が検出されると、そのときの空読み動作が最後の空読み動作となり、空読み動作時用フレームメモリ208には、その最後の空読み動作のフレームデータが格納されている。

【0067】

その後、蓄積期間「T」を経て、最後に本読み動作が行われ、本読み動作時の出力が本読み動作時用フレームメモリ209に格納される。やがて、空読み動作時用フレームメモリ208のデータが本読み動作時用フレームメモリ209のデータと加算される。このように、空読み動作時用フレームメモリ208及び本読み動作時用フレームメモリ209を備えることで、空読み動作の途中でX線がオンしても、蓄積期間「T」の時間に左右されず、分布の少ないX線画像が得られる。

【0068】

図12は、図11で示されるX線撮像システムの撮影時の動作を示すタイムチャートである。本実施形態では、予めX線が照射されるまで空読み動作を繰り返しているが、X線検出素子150によりX線の出射が検出されたときの空読み動作すなわち蓄積期間「T」の直前の空読み期間「K」における出力を、画像形成の情報として用い、やがて蓄積期間「T」の後の本読み動作における出力に加算している。

【0069】

また、図12において、一番下に記載されている光電変換素子の出力は、最後の空読み動作時の出力を、本読み動作時の出力に加算した様子を示している。本実施形態においては、蓄積期間「T」の直前の空読み動作における光電変換素子の出力は、画像形成の情報として用いる。したがって、空読み期間「K」のXWEの信号は、図6と同様である。還元すれば、本読み動作も空読み動作も、図6のタイムチャートに示すものと同様である。

【0070】

(実施形態3)

図13は、本発明の実施形態3のX線撮像システムの撮影時の動作を示すタイムチャートであり、図10と同様のものである。図10と図13との相違点は、図10では空読み期間「K」の時間と本読み期間「H」の時間とが同じであるのに対し、図13では空読み期間「K」の時間(t_a)と本読み期間「H」の時間(t_f)とを異ならせて本読み期間「H」の方を短くしている点にある。言い換えれば、図13では空読み動作のフレーム周波数数 f_a (Hz)が、本読み動作

におけるフレーム周波数 f_r (Hz) より大きい。

【0071】

空読み期間「K」のデータは画像情報として用いないのであれば、シフトレジスタ202のスキャンスピードをある程度高くすることが可能である。これにより、最後の空読み動作過程におけるX線の照射時間が短くなるため、本読み動作における後半の信号電荷の損失分は小さくなる。

【0072】

空読み期間「K」の時間が本読み期間「H」の時間に比べて十分に短ければ、空読み期間「K」中にX線が照射されたとしても、本読み期間「H」における一部の光電変換素子の出力低下分は無視できるようになる。本読み期間「H」のデータは画像情報として用いるため、いたずらに動作時間を短くすることはできないので、TFTのスイッチング能力を考慮して最適な設計が施される。

【0073】

(実施形態4)

図14は、本発明の実施形態4を示すX線撮像装置の機械的な概要を示す模式図である。図15は、図14の内部構成を示すブロック図である。図14、図15において、211はシフトレジスタ202、203等に入力するクロック信号などを生成する駆動回路であるタイミング発生部、212はA/D変換回路部205から出力されるデジタル信号を記憶するメモリ、213はX線撮像装置のバッテリー、214は放射線技師などの手によりX線撮像装置のメイン電源のon/offの切り替えを制御する機械的な始動用スイッチ、215はX線撮像装置を持ち運びの際に用いる取っ手である。なお、図1、図2に示した部分と同様の部分には同一符号を付している。

【0074】

また、本実施形態では、バッテリー213やメモリ212を、X線撮像装置に着脱可能な構成としており、放電し終えたバッテリー213を新しいものに交換したり、メモリ212で用意しているデータの蓄積容量がいっぱいになったときに新しいものに交換することで連続的な使用をできるようにしている。

【0075】

なお、ここでは、メモリ 2 1 2 として、たとえばハードディスク、光磁気ディスク、RAM（ランダムアクセスメモリ）などのいずれかを想定している。ちなみに、メモリ 2 1 2 に RAM を採用する場合には、撮影データが消失しないように、ボタン電池のような電源を必要とする。着脱した RAM は、別機のリータを介して、コンピュータに撮影データを転送することもできる。

【 0 0 7 6 】

さらに、始動用スイッチ 2 1 4 がオフしているときは、X線撮像装置に電源が投入されておらず、これを放射線技師などの手によりオンされると固体撮像装置 1 3 0 が空読み動作に遷移する。そして、X線検出素子 1 5 0 で X 線の出射が検出されるまで空読み動作を繰り返すが、放射線技師等により X 線の出射の開始がされる。

【 0 0 7 7 】

X線検出素子 1 5 0 が X 線の出射の開始を検出すると、その旨の信号が制御部 2 1 0 へ出力される。制御部 2 1 0 では、駆動回路によってタイミング発生部 2 1 1 に、固体撮像装置 1 3 0 を駆動するためのクロック信号等を生成させる。タイミング発生部 2 1 1 は、生成したクロック信号等を固体撮像装置 1 3 0 側へ出力する。

【 0 0 7 8 】

すると、空読み動作から蓄積動作に遷移する。そして X 線検出素子により X 線の出射の停止が検知されると、蓄積動作から本読み動作に遷移する。すなわち、固体撮像装置 1 3 0 は、A/D 変換回路部 2 0 5 に対してアナログ信号を出力する。A/D 変換回路部 2 0 5 は、このアナログ信号を制御部 2 1 0 の命令に応じて、デジタル信号に変換して、メモリ 2 1 2 に出力する。メモリ 2 1 2 には、出力されたデジタル信号が制御部 2 1 0 の命令に応じて記憶される。

【 0 0 7 9 】

そして、本読みが終了してから、放射線技師等の手によって始動用スイッチ 2 1 4 がオフされると、メモリ 2 1 2 の記憶容量が複数フレーム分準備すれば、本読み終了後、空読み動作に遷移させて、2 枚目の X 線画像を撮影することもできる。

【0080】

なお、上記動作中には、バッテリー213から、シャーシ160内の固体撮像装置130、X線検出素子150、制御部210、タイミング発生部211、A/D変換回路部205、メモリ212に電力が供給されている。そして、メモリ212やバッテリー213は上記のように必要に応じて交換すればよい。

【0081】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明は、放射線源の放射線の出射の開始及び終了の検出に応じて、電気信号を蓄積したり、蓄積している電気信号を読み出すので、放射線源側から制御信号の送信がなくても、放射線撮像装置の動作を制御することが可能となり、放射線源と放射線撮像装置側との間に配線を設けなくて済むようになる。

【0082】

これにより、インターフェース回路を用意することなく放射線発生装置のメーカー、機種を問わず患者のX線撮影が可能となったり、放射線撮像装置の持ち運びが容易になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施形態1を示すX線撮像システムの概念図である。

【図2】

図1の固体撮像装置及びその周辺の回路図である。

【図3】

図2に示す固体撮像装置の動作を示すタイムチャートである。

【図4】

図2のシフトレジスタ(SR1)の回路図である。

【図5】

図4のシフトレジスタ(SR1)の動作を示すタイムチャートである。

【図6】

図2の各光電変換素子においてシフトレジスタ(SR1)がN段ある場合の「

本読み動作」のタイムチャートである。

【図 7】

図 2 の各光電変換素子においてシフトレジスタ (SR 1) が N 段ある場合の「空読み期間」のタイムチャートである。

【図 8】

光電変換装置の「X線照射期間」のタイムチャートである。

【図 9】

本発明の実施形態 1 を示す X 線撮像システムの撮像時の動作を示すタイムチャートである。

【図 1 0】

空読み期間「K」中にスイッチが押された場合の動作を示すタイムチャートである。

【図 1 1】

本発明の実施形態 2 を示す X 線撮像装置の一部の模式的な構成を示すブロック図である。

【図 1 2】

図 1 1 の X 線撮像システムにおける撮影時の動作を示すタイムチャートである。

【図 1 3】

本発明の実施形態 3 を示す X 線撮像システムの撮影時の動作を示すタイムチャートである。

【図 1 4】

本発明の実施形態 4 を示す X 線撮像装置の機械的な概要を示す模式図である。

【図 1 5】

図 1 4 の内部構成を示すブロック図である。

【図 1 6】

従来のアナログ方式の X 線撮影システムの模式的な構成を示すブロック図である。

【図 1 7】

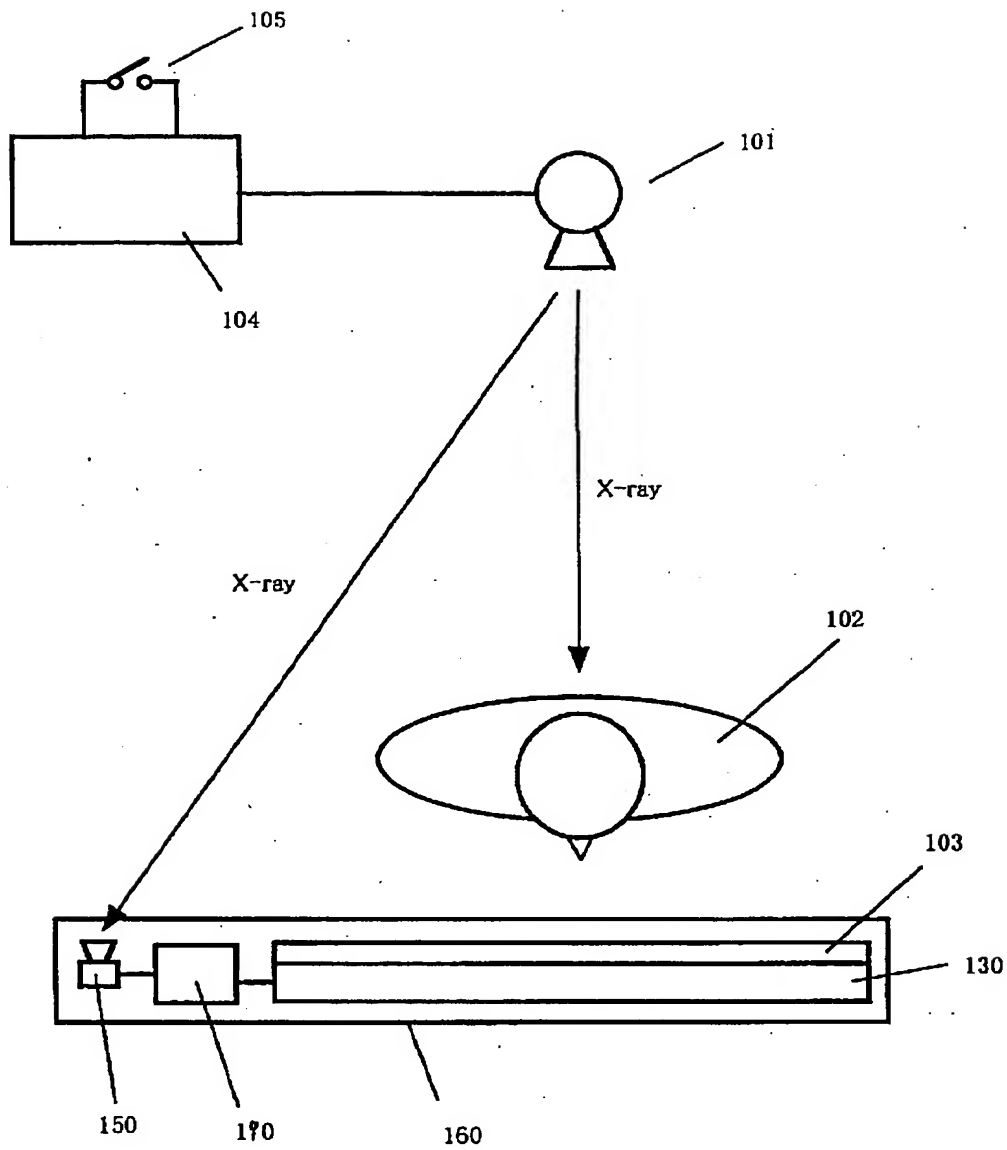
従来のデジタル方式のX線撮影システムの模式的な構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

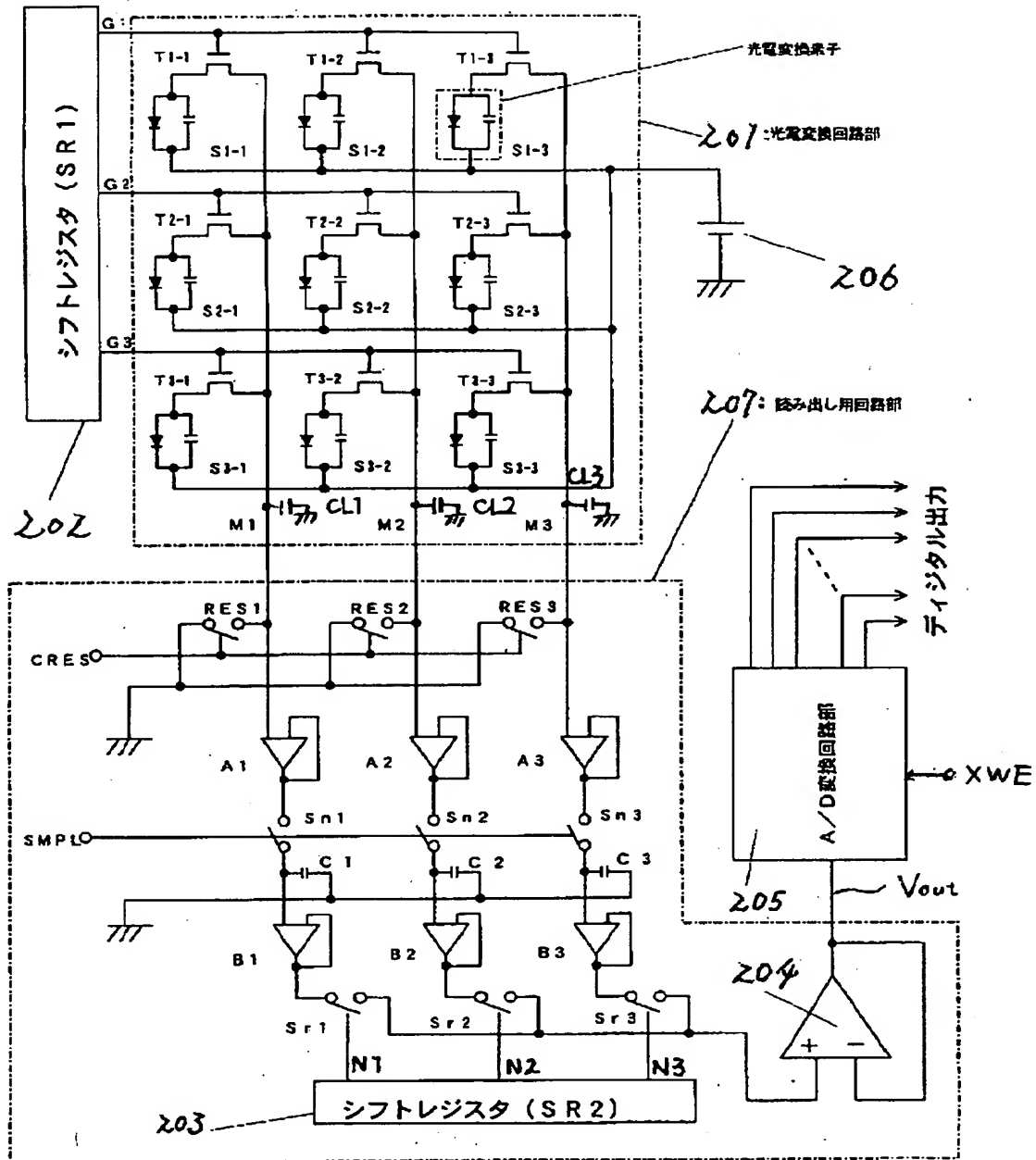
- 1 0 1 X線源
- 1 0 2 検出体（患者）
- 1 0 3 蛍光体
- 1 0 4 （X線発生装置）
- 1 0 5 スイッチ
- 1 2 0 フィルム
- 1 3 0 固体撮像装置
- 1 4 0, 1 7 0 制御部
- 1 5 0 X線検出素子
- 1 6 0 シャーシ

【書類名】 図面

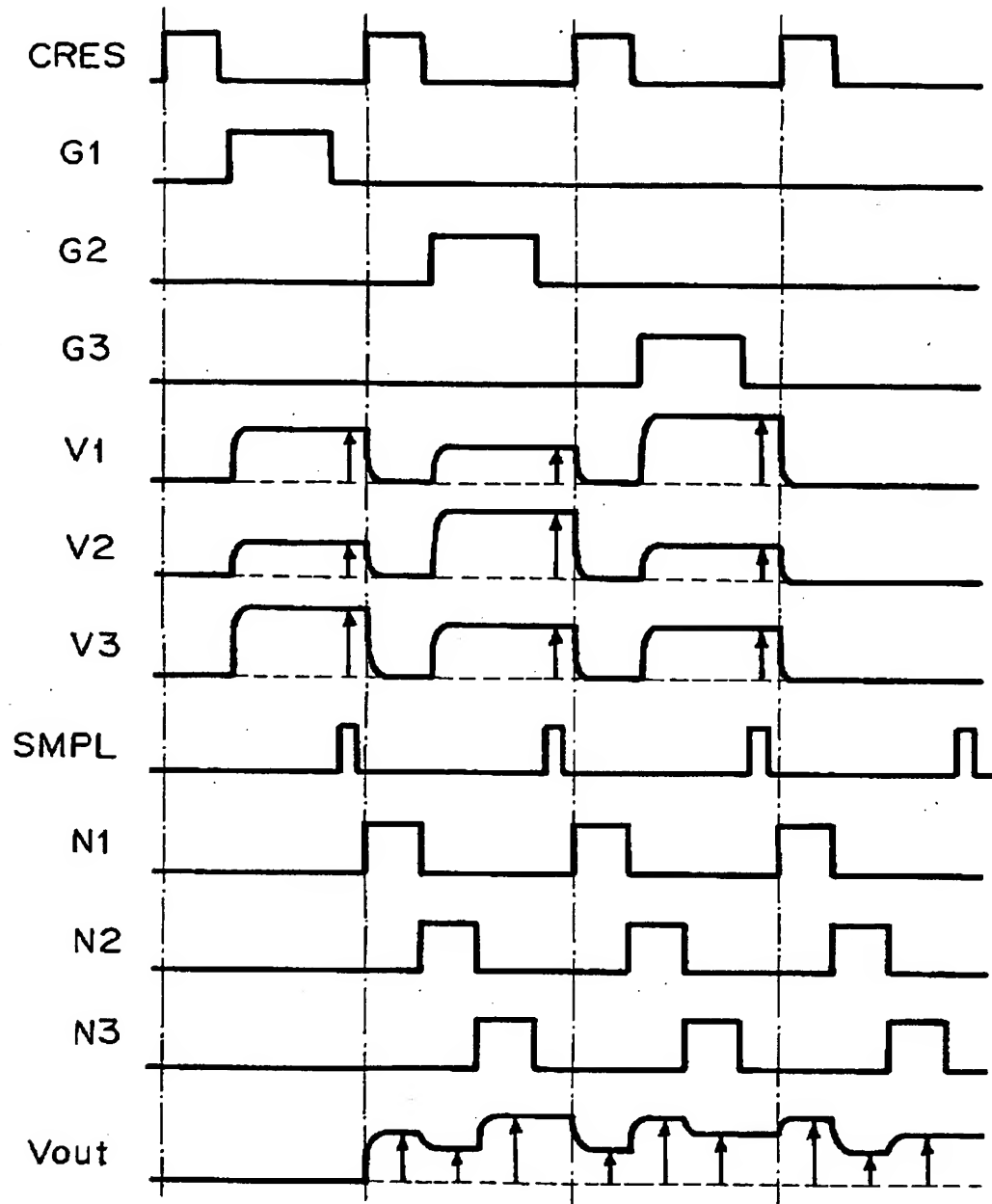
【図 1】



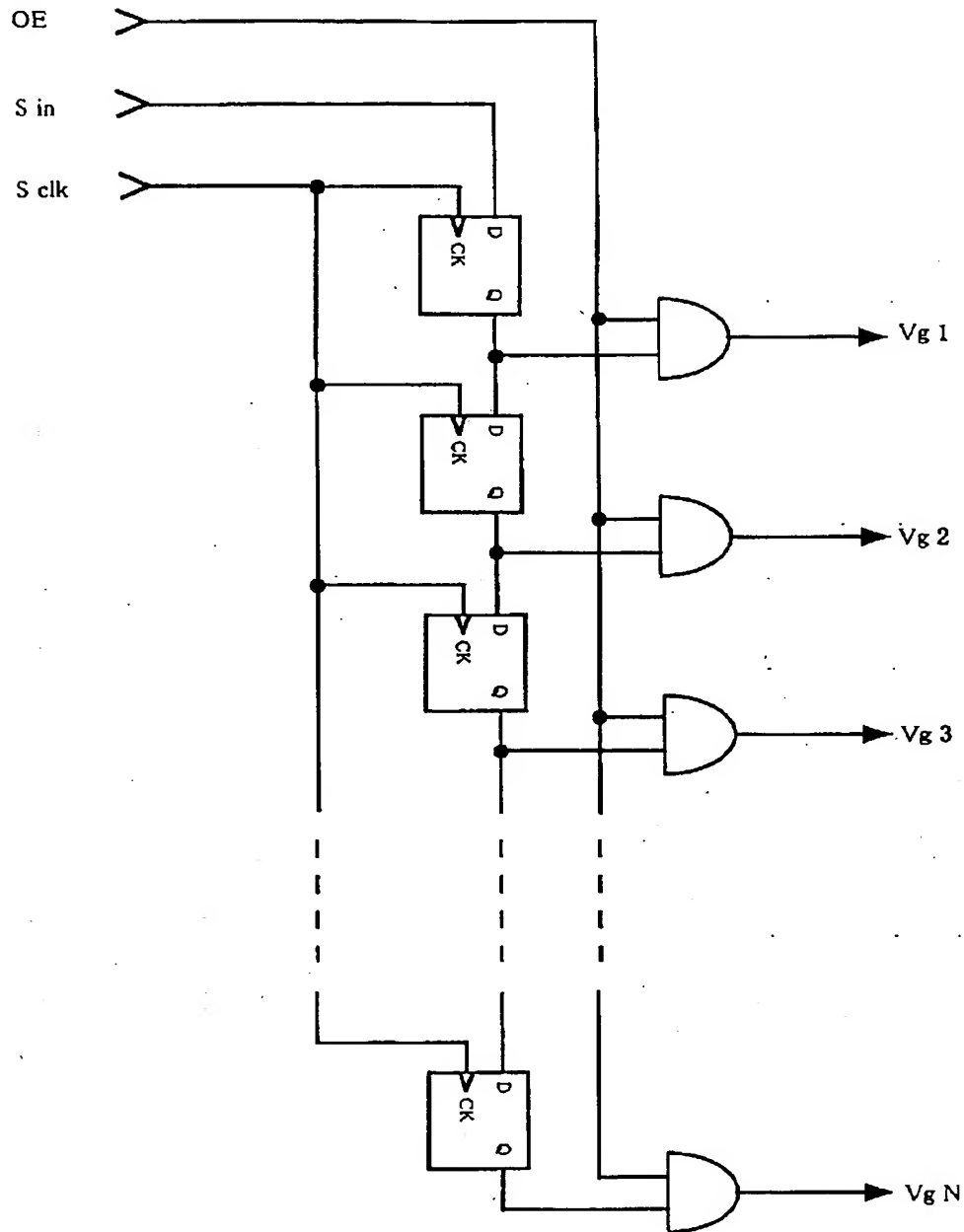
【図2】



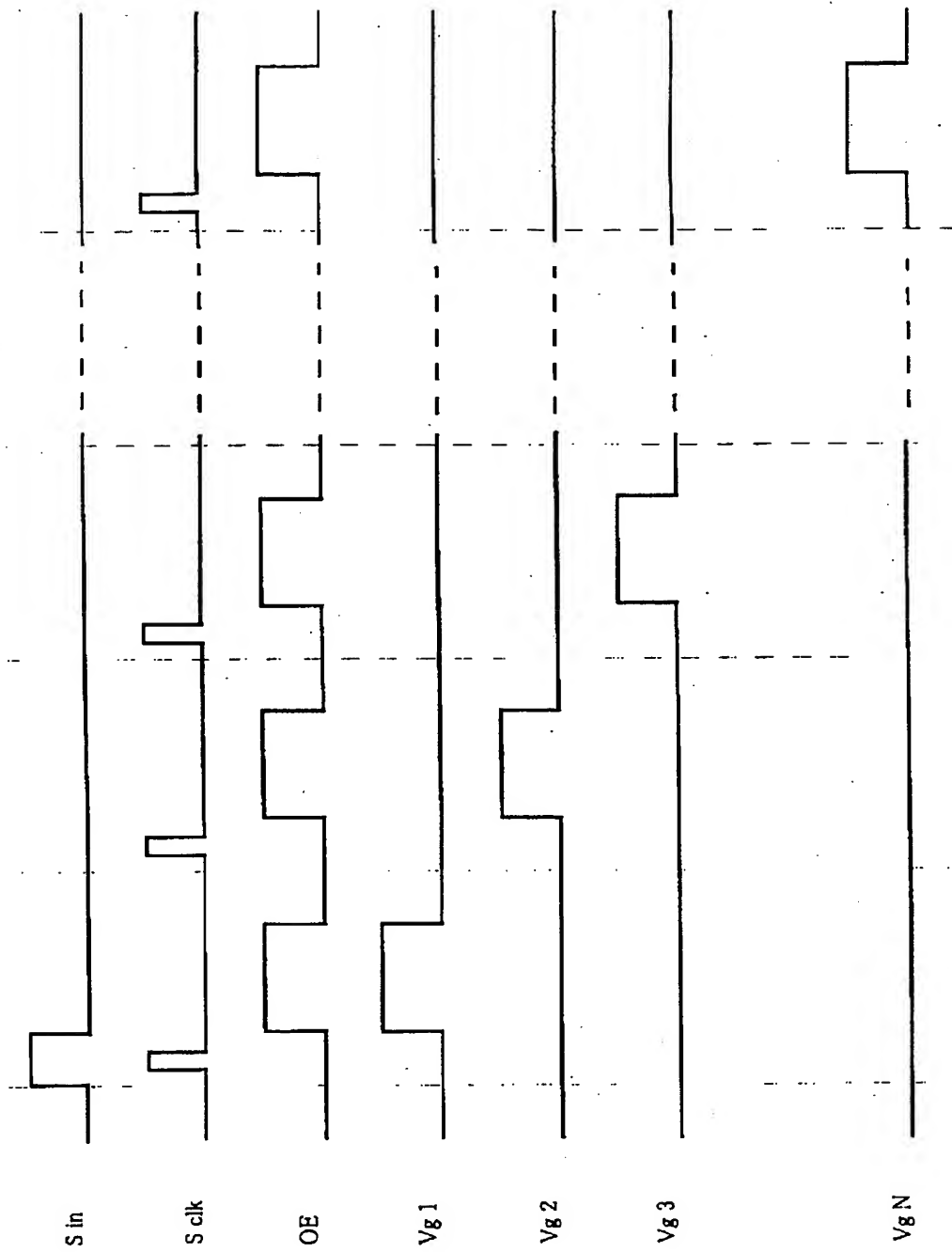
【図 3】



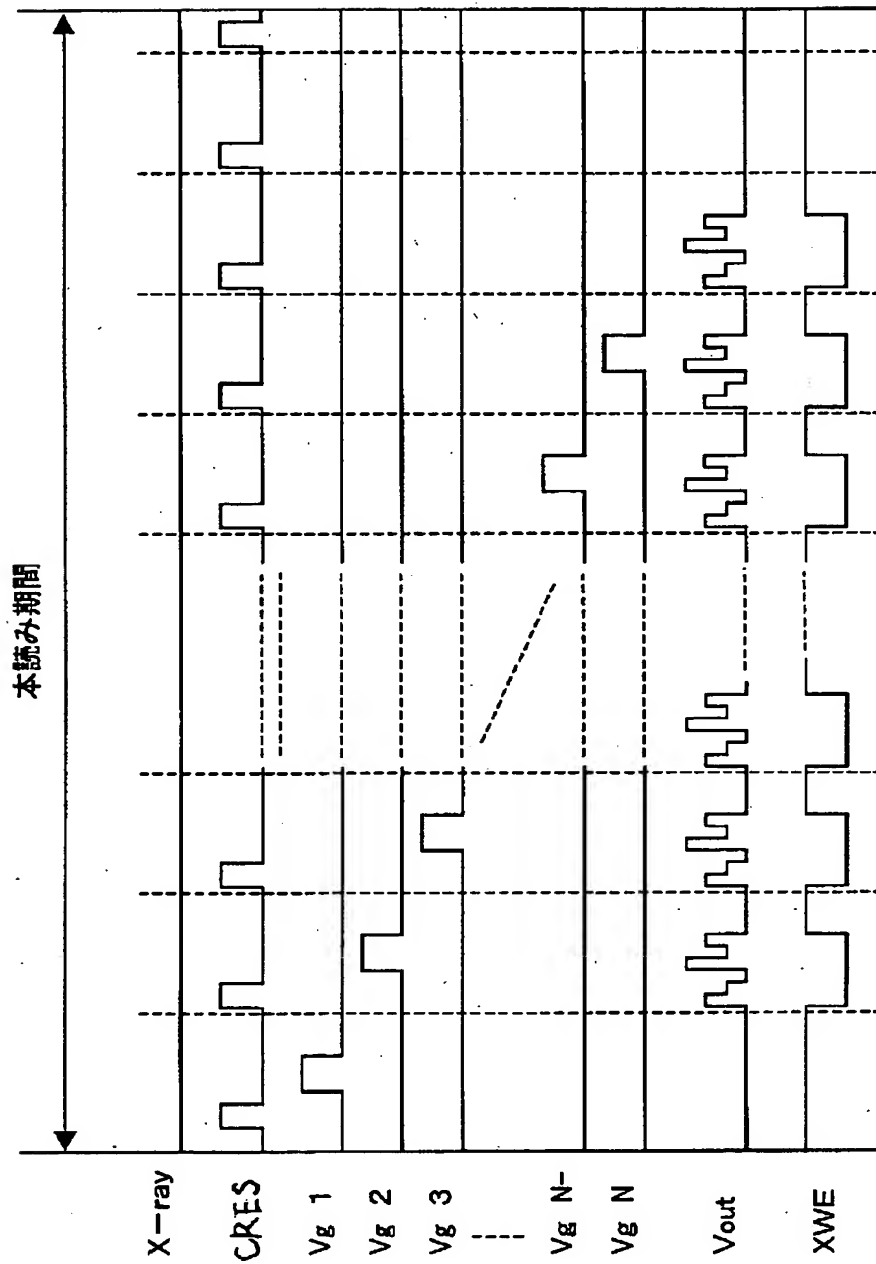
【図 4】



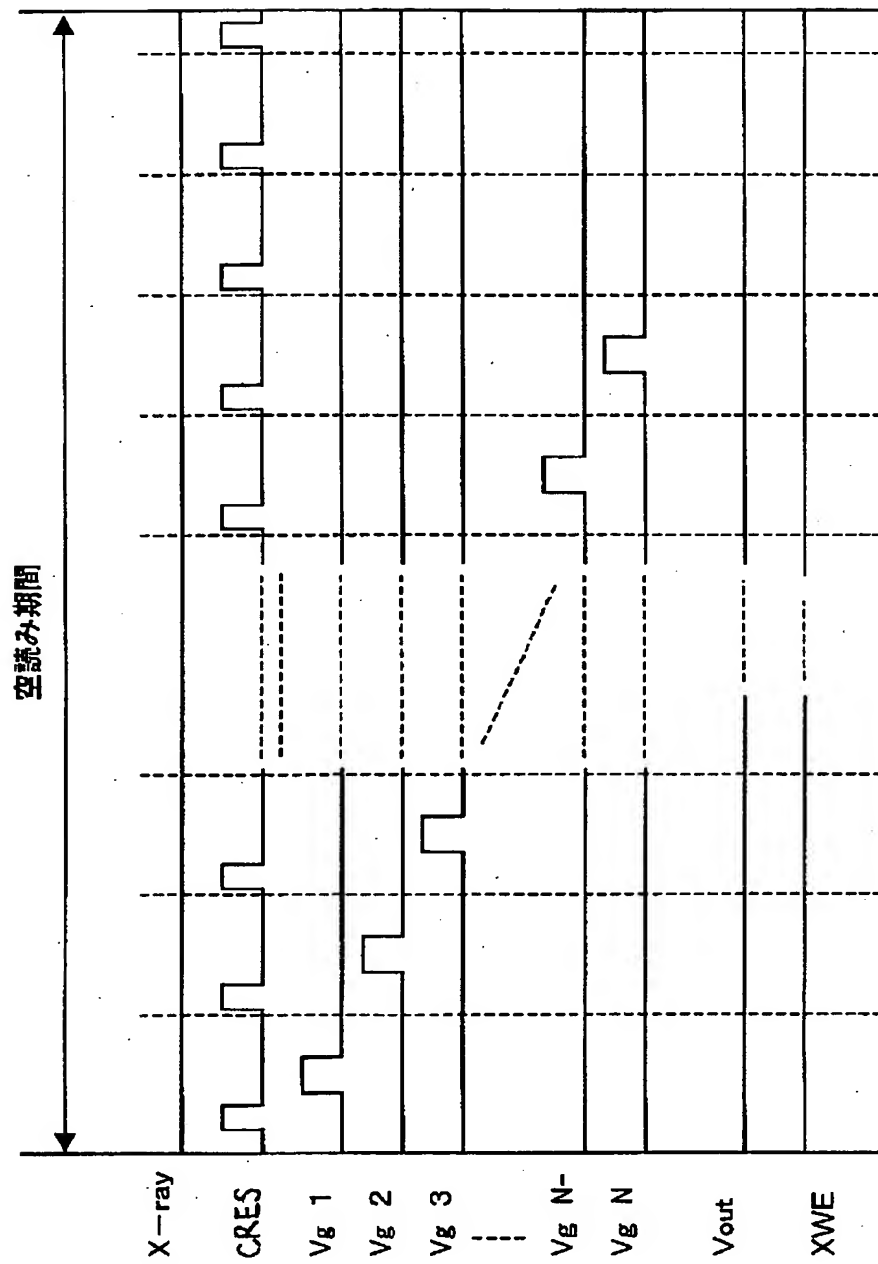
【図 5】



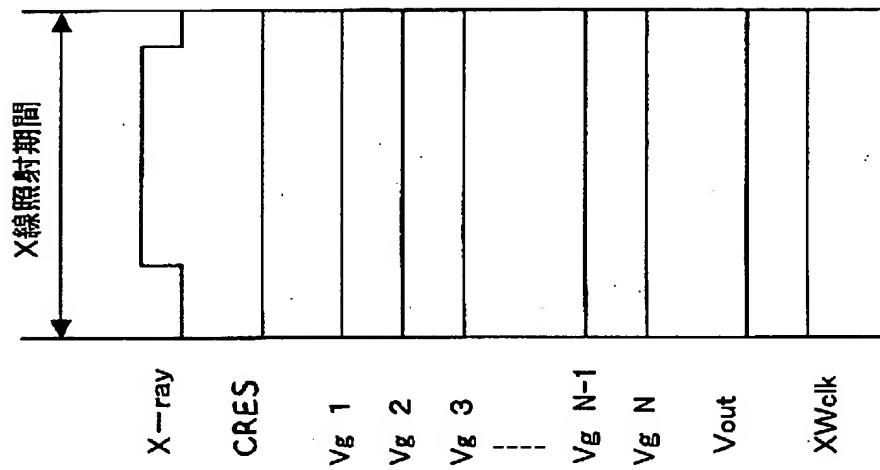
【図 6】



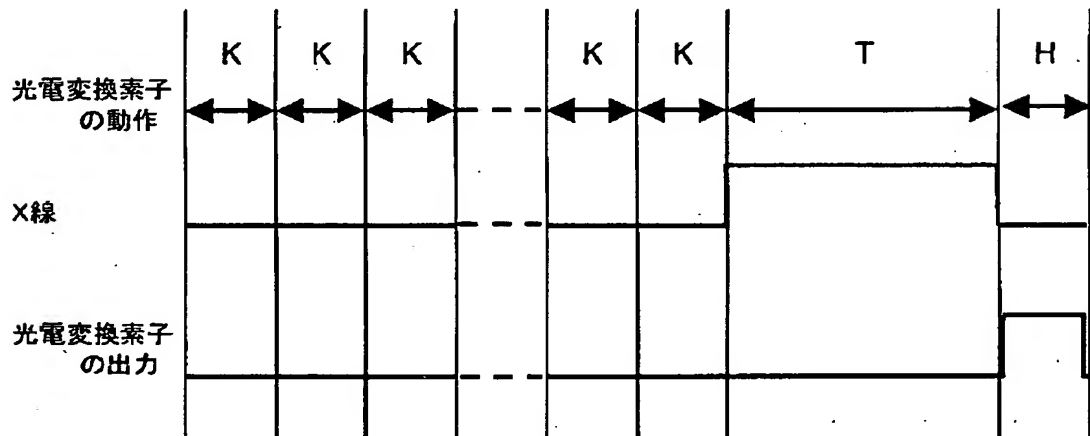
【図 7】



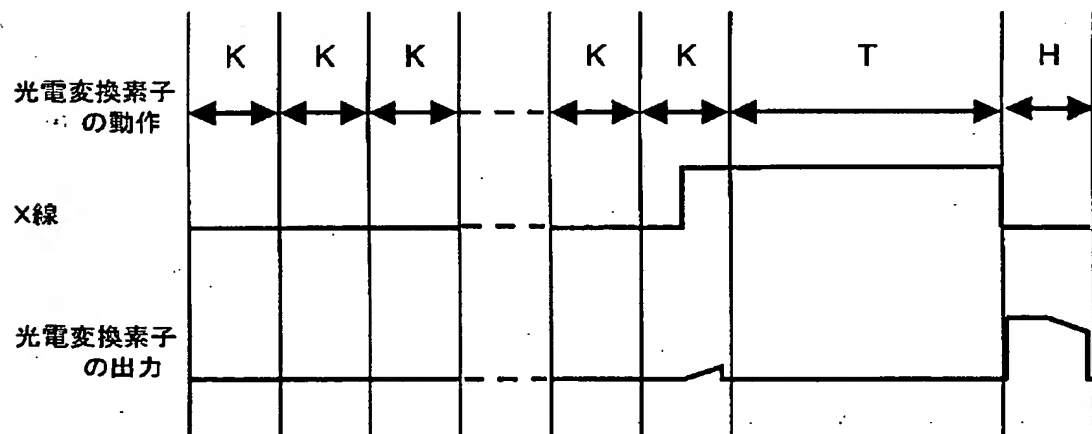
【図 8】



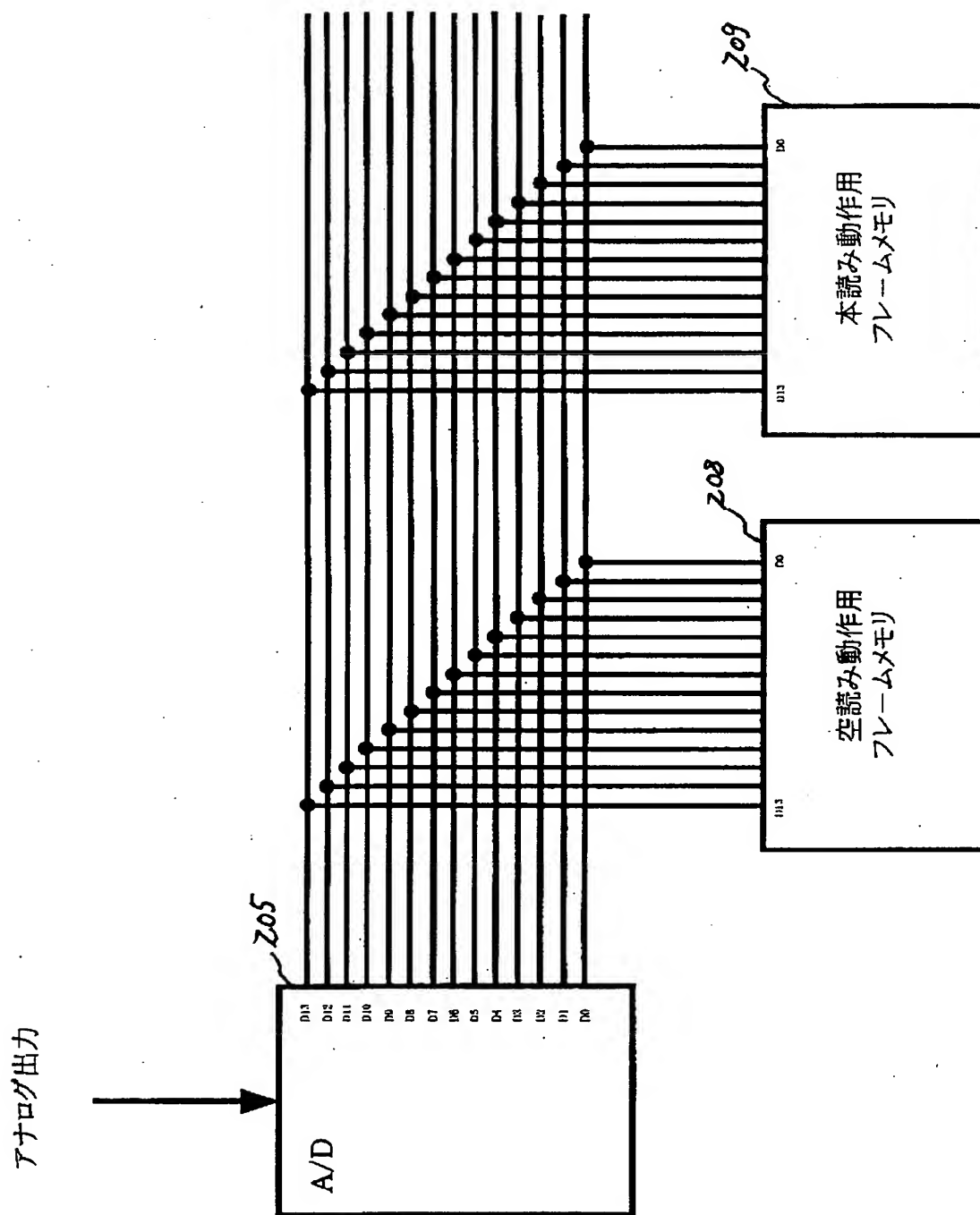
【図 9】



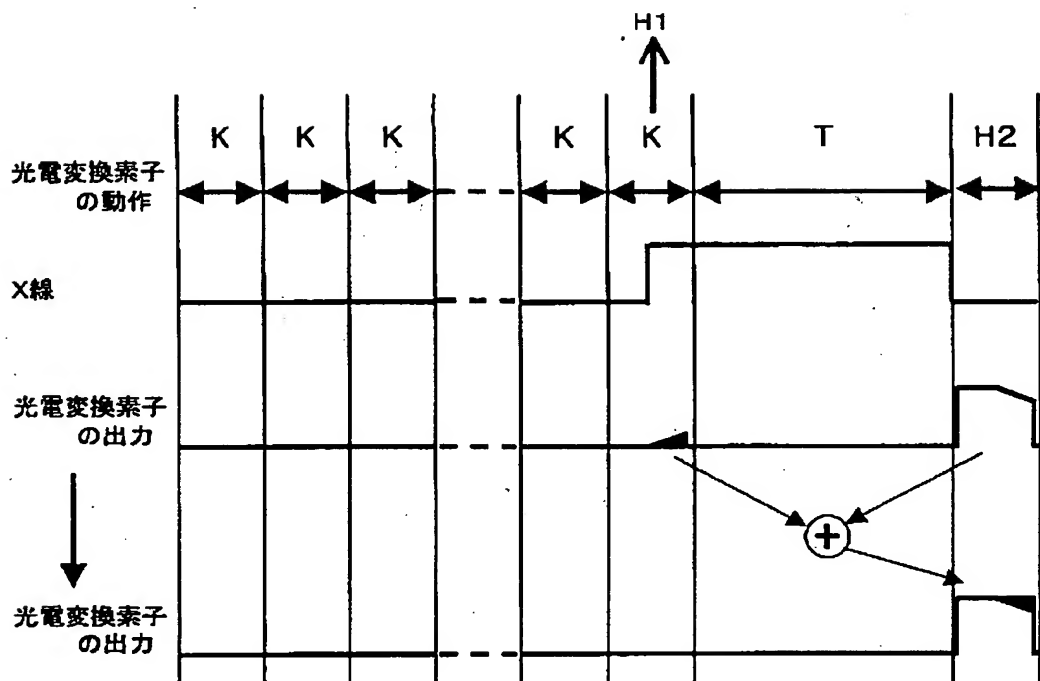
【図 10】



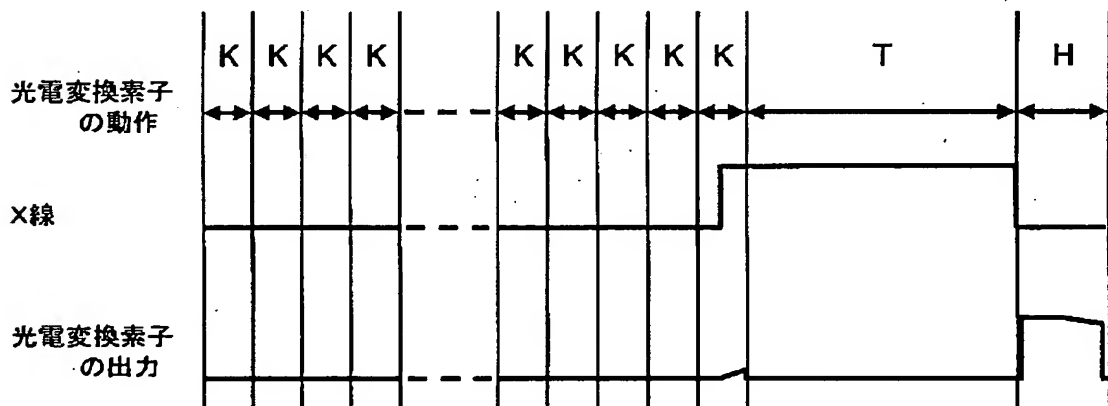
【図11】



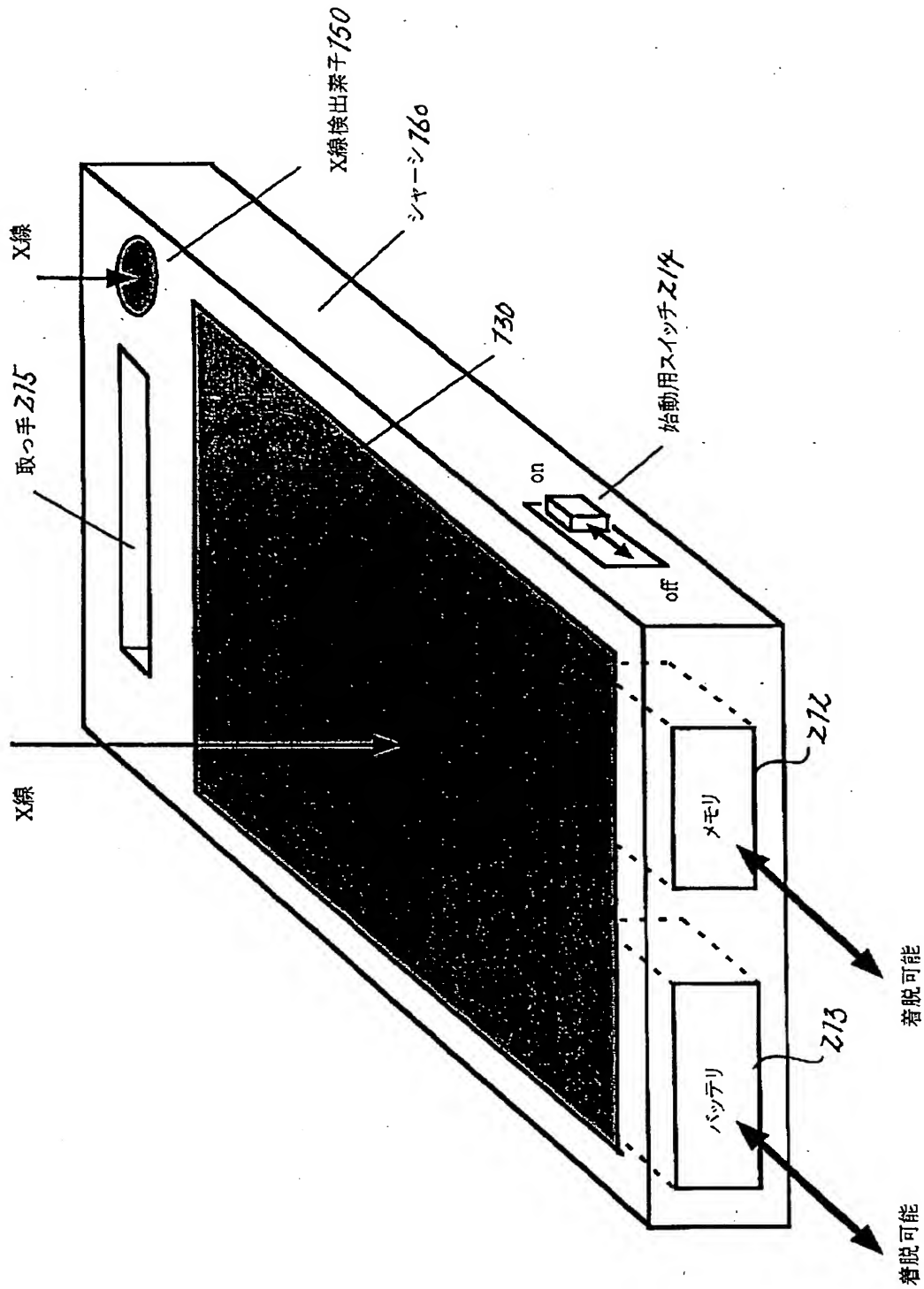
【図 1 2】



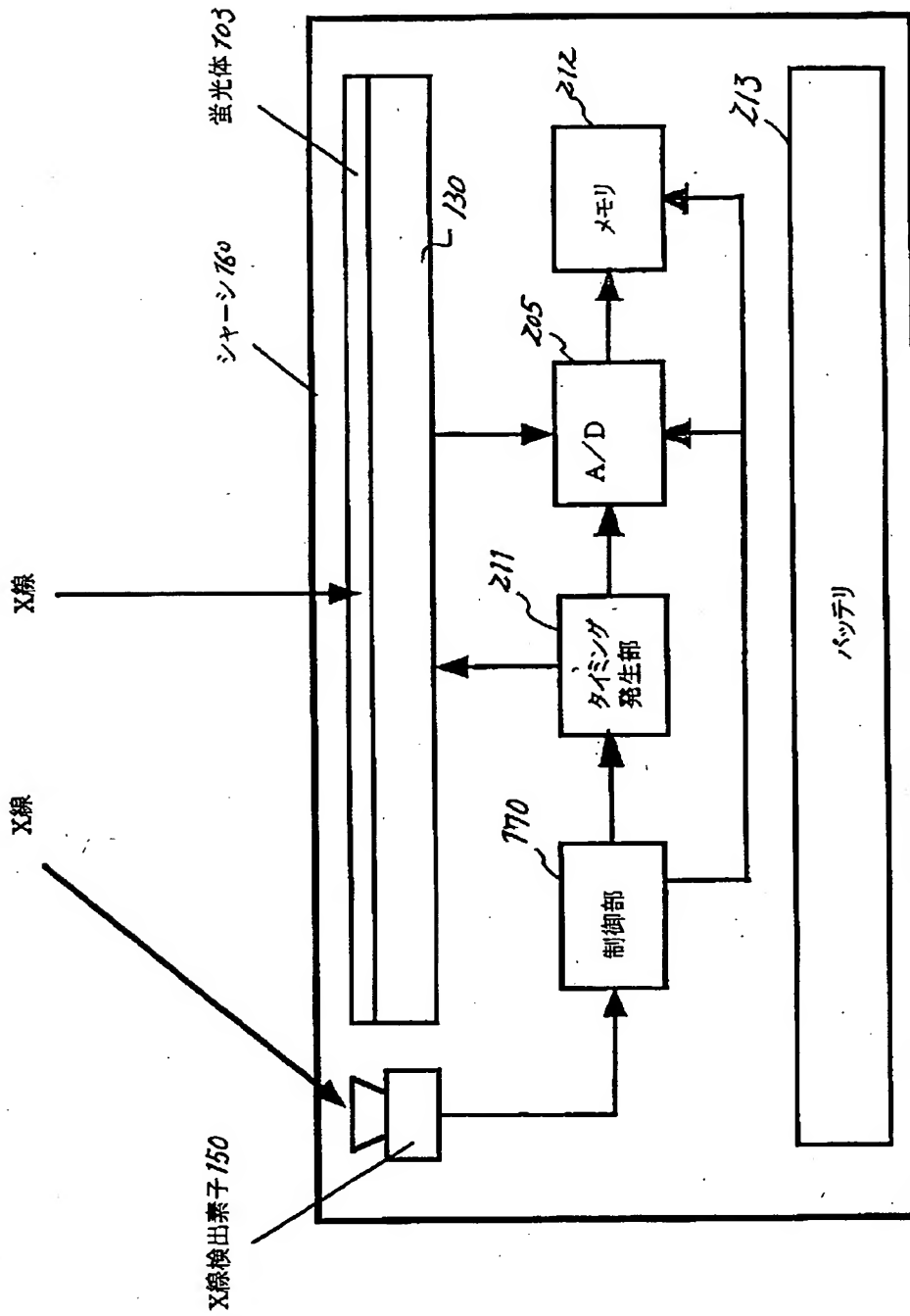
【図 1 3】



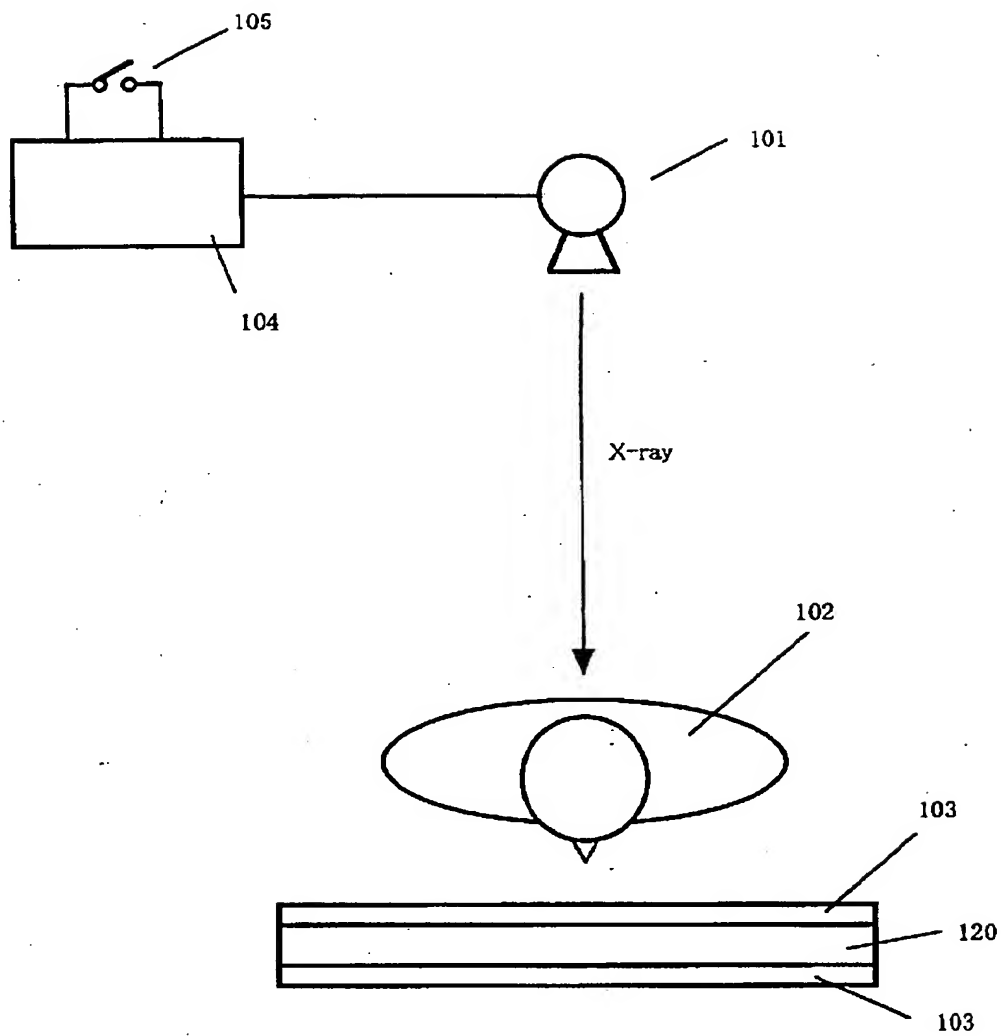
【図14】



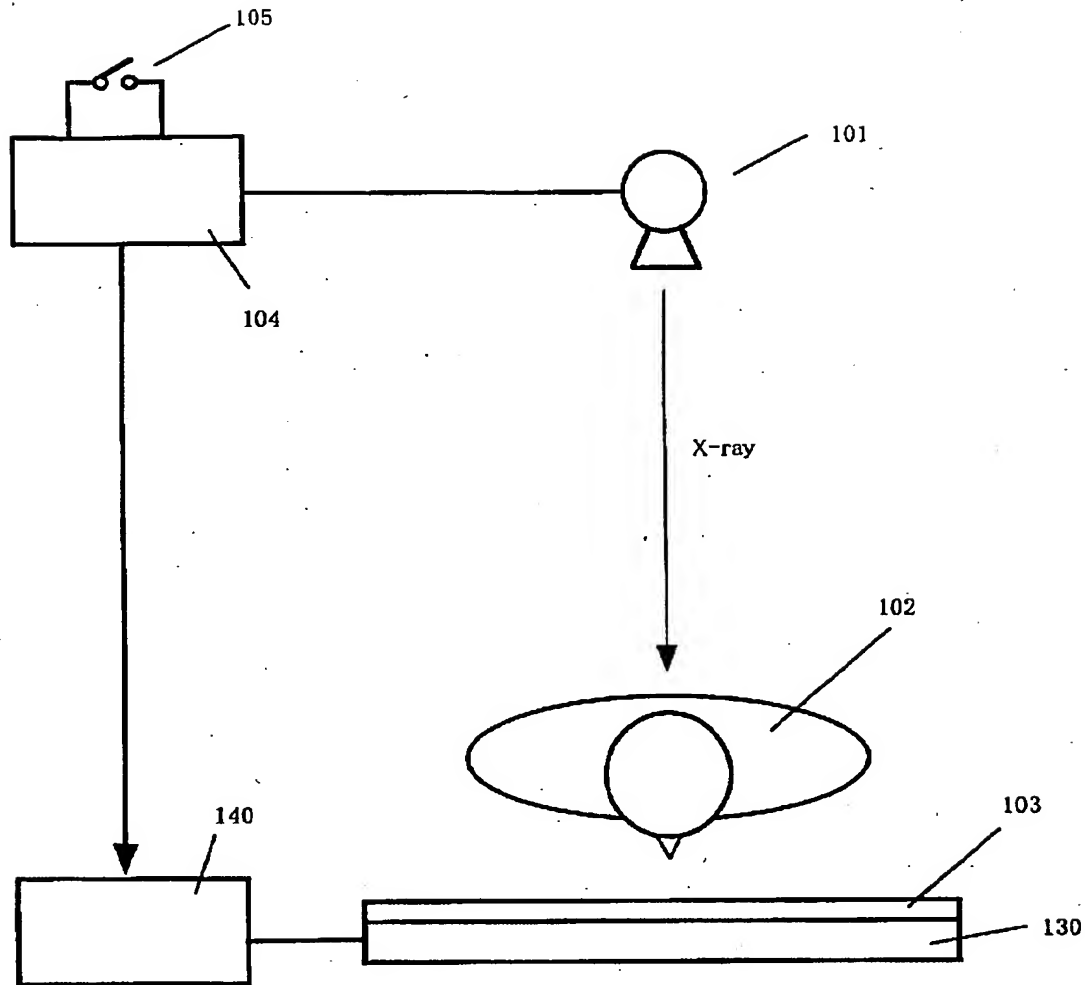
【図15】



【図 1 6】



【図 1 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 放射線源と放射線撮像装置側との間に配線を設けなくて済むような放射線撮像装置及びシステムを提供する。

【解決手段】 放射線源 1 0 1 から出射された放射線を電気信号に変換する変換手段と変換された電気信号を蓄積する蓄積手段と蓄積されている電気信号を読み出す読み出し手段とを有する固体撮像装置 1 3 0 と、放射線源 1 0 1 の放射線の出射の開始及び終了を検出する放射線検出素子 1 5 0 と、放射線検出素子 1 5 0 の検出結果に応じて蓄積手段又は読み出し手段を駆動する駆動回路を制御する制御手段 1 7 0 とを備える。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000001007]

1. 変更年月日	1990年 8月30日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都大田区下丸子3丁目30番2号
氏 名	キヤノン株式会社